

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-056810

(43)Date of publication of application : 02.03.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/055
G01R 33/28

(21)Application number : 09-230528

(71)Applicant : TECHNOL RES ASSOC OF MEDICAL
& WELFARE APPARATUS

(22)Date of filing : 27.08.1997

(72)Inventor : ONODERA YUKARI
TSUKADA KEIJI
SHIMIZU HIROMICHI

(54) MRI

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To efficiently retain brain function data at fMRI measuring a large amount of images.

SOLUTION: The biological phenomenon data of an examinee is monitored by using electroencephalogram, electrocardiogram, electromyogram, eye ball motion, blood pressure, body temperature, etc., at the same time of measuring fMRI or between measurement to decide brain function data which does not need retaining. As shown by the example of the graphic, a period from just after the start of experiment to just before the start of sleep is decided from biological phenomenon data and MRI images in the period is judged to be low in importance and is not retained. Images needing retaining among a large amount of brain function images are decided from biological phenomenon data such as the electroencephalogram, the eye ball motion, etc., to reduce the retaining data amount of brain function data.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 27.08.1997

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3120224

[Date of registration] 20.10.2000

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

*** NOTICES ***

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. **** shows the word which can not be translated.

3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] In the MRI equipment which acquires the signal of MRI time series image data from analyte, and performs image reconstruction processing of this data Have a living body phenomenon measurement means to measure a living body phenomenon, and it has a judgment approach means to judge the living body phenomenon data measured by this living body phenomenon measurement means. MRI equipment characterized by whether for living body phenomenon data to be measured with said living body phenomenon measurement means with measurement of MRI time series image data, for the description of living body phenomenon data to be judged with said judgment approach means, and for it to be based on this judgment, and to save or delete the above-mentioned MRI time series image data, and the thing for which it opts.

[Claim 2] Said living body phenomenon means is MRI equipment according to claim 1 characterized by measuring the electroencephalogram of analyte, an electrocardiogram, eye movement, an electromyogram, a sweat rate, a heart rate, a respiration rate, blood pressure, and at least one living body phenomenon data of temperature in the intervals of measurement of measurement and coincidence of said MRI time series image data, or said MRI time series image data.

[Claim 3] Said judgment approach means is MRI equipment according to claim 1 characterized by determining said MRI time series image data without the need of saving automatically based on said living body phenomenon data, and performing image reconstruction processing about this MRI time series image data according to the criteria inputted into said judgment approach means.

[Claim 4] Said judgment approach means divides the electroencephalogram data which said living body phenomenon means measured from analyte at the judgment section for 20 seconds – 1 minute. Divide this judgment section at two or more small sections, respectively, and the Fourier transform of the above-mentioned electroencephalogram data is carried out for this every small section. Ask for the power density of a 8–13Hz component, and when the above-mentioned power density exceeds a predetermined threshold, it asks for the number of the small sections. MRI equipment according to claim 1 characterized by whether the value of the rate of the number of these small sections and the number of the whole small sections into which said judgment section was divided is 50% or more or for this MRI time series image data that judged and was measured within said judgment section based on this judgment to be saved or deleted, and the thing for which it opts.

[Claim 5] Said judgment approach means divides the electroencephalogram data which said living body phenomenon means measured at the judgment section for 20 seconds – 1 minute. Divide this judgment section at two or more small sections, carry out the Fourier transform of the above-mentioned electroencephalogram data for this every small section, ask for the 1st power density of a 10–15Hz component, and it sets to a judgment according to claim 4. About the judgment section for 20 seconds – 1 minute among the sections judged as the above-mentioned percentage being 50% or more Ask for the 2nd power density of a 10–15Hz component, and it asks for the number of the small sections in case the value of 1st power density ***** 2 power density exceeds a 1st predetermined threshold. MRI equipment according to claim 1 characterized by whether this number exceeds a 2nd predetermined threshold or for this MRI

time series image data that judged and was measured within said judgment section based on this judgment to be saved or deleted, and the thing for which it opts.

[Claim 6] Said judgment approach means divides the electroencephalogram data from the core of the head which said living body phenomenon means measured, and the electroencephalogram data from parts other than the core of a head at the judgment section for 20 seconds – 1 minute, respectively. Carry out the Fourier transform of the electroencephalogram data of the above-mentioned judgment section, respectively, and it asks for the 1st power density in the 0–2Hz component of the electroencephalogram data after the Fourier transform by the core. It asks for the 2nd power density in the 0–2Hz component of the electroencephalogram data after the Fourier transform by that of parts other than a core. MRI equipment according to claim 1 characterized by whether the value of 1st power density ***** 2 power density exceeds a predetermined threshold or for this MRI time series image data that judged and was measured within said judgment section based on this judgment to be saved or deleted, and the thing for which it opts.

[Claim 7] Said judgment approach means divides these electroencephalogram data that said living body phenomenon means measured at the judgment section for 20 seconds – 1 minute. Divide this judgment section at two or more small sections, respectively, and the Fourier transform of said electroencephalogram data is carried out for this every small section. Carry out the inverse Fourier transform only of the 0–2Hz component, and it asks for the number of the small sections in case the amplitude of the electroencephalogram data which carried out [above-mentioned] the inverse Fourier transform is 75 microvolts or more. MRI equipment according to claim 1 characterized by whether the value which divides this number by the number of the whole small sections in said judgment section is 0.2 to 0.5 or for this MRI time series image data that judged and was measured within said judgment section based on this judgment result to be saved or deleted, and the thing for which it opts.

[Claim 8] Said judgment approach means divides these electroencephalogram data that said living body phenomenon means measured at the judgment section for 20 seconds – 1 minute. Divide this judgment section at two or more small sections, respectively, and the Fourier transform of the above-mentioned electroencephalogram data is carried out for this every small section. Carry out the inverse Fourier transform only of the 0–2Hz component, and it asks for the number of the small sections in case the amplitude of the electroencephalogram data which carried out [above-mentioned] the inverse Fourier transform is 75 microvolts or more. MRI equipment according to claim 1 characterized by whether to be the value to which the value which divides this number by the number of the whole small sections in said judgment section exceeds 0.5 or to save or delete this MRI time series image data that judged and was measured between said judgment sections based on this judgment result, and the thing for which it opts.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. **** shows the word which can not be translated.

3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to a nuclear-magnetic-resonance imaging instrument, i.e., MRI equipment. It has a living body phenomenon measurement means to measure a living body phenomenon especially, and has a judgment approach means to judge the living body phenomenon data measured by this living body phenomenon measurement means. With said living body phenomenon measurement means Living body phenomenon data are measured with measurement of MRI time series image data, it is based on the criteria inputted into said judgment approach means before measurement, the above-mentioned MRI time series image data is saved or deleted, and it is related with the MRI equipment which can make the conservative quantity of data reduce on the whole.

[0002]

[Description of the Prior Art] MRI (nuclear-magnetic-resonance imaging instrument) is equipment which obtains the tomogram for the matter etc. using the nuclear spin placed all over the static magnetic field absorbing the RF magnetic field which fulfills the resonance conditions of nuclear magnetic resonance. Such [recently] MRI Cerebral function measurement using an image (functional MRI : describe it as following fMRI) It is becoming possible to carry out and research which images the activation field of the brain reacted to a specific stimulus is done. As bibliography, proceeding OBU NASHUNARU academy OBU Science and USA, 89, etc. are mentioned (1992). (Proc(1992).Natl.Acad.Sci.USA 89) MR of **** relevant to a stimulus if a visual stimulus etc. is given to a subject of examination A signal increases. It depends for the mechanism of this signal change on the magnetic property of the hemoglobin in blood (Hb). Although the oxygenation Hb which is diamagnetism can be disregarded magnetically, since Deoxygenation Hb is a paramagnetism, it disturbs the homogeneity of a surrounding static magnetic field, and has the property to decrease MR signal. If a specific stimulus is given to a subject of examination, it is Oxygenation Hb, in order for the amount of oxygen metabolic turnovers to increase about several% in **** relevant to a stimulus and to compensate this. The included arterial blood increases about dozens off%. According to superfluous increase of such a blood stream, the ratio of the deoxygenation Hb of an activation field falls and, as a result, MR signal increases. Therefore, an activation part can be extracted by measuring the signal strength in a rest condition and a stimulus impression condition. However, the increment in such a MR signal is t when extracting an activation field, since it is about several% of a subject-copy image. The statistical method called assay is used well. Generally it is used. t An example of assay is explained.

[0003] Stating here performs assay about the difference of the signal average value of the image of a resting period with a noise level equal (that is, distribution is equal) in this case, and the image at the time of stimulus impression, although it is the assay which presumes the difference of the average value of the two equal population of distribution. t expressed with "a-one number" when the population of such 2 ** exists Degree of freedom (second+nr -2) T-distribution is followed.

[0004]

[Equation 1]

$$t = \frac{(m_s(n) - m_r(n)) - (\mu_s(n) - \mu_r(n))}{\sqrt{(s_s(n) + s_r(n)) / (n_s + n_r - 2)} \sqrt{1/n_s + 1/n_r}}$$

(1)

[0005] here — ns — the image number of sheets at the time of stimulus impression, and nr — for the signal average of a resting period, and mus (n), the population mean at the time of stimulus impression and mur (n) are [the image number of sheets of a resting period, and ms (n) / the signal average at the time of stimulus impression, and mr (n) / the signal sum of squares at the time of stimulus impression and sr (n) of the population mean of a resting period and ss (n)] the signal sum of squares of a resting period, and n = ns+nr. mus (n) – mur (n) = it is assumed that it is what does not have a difference in 0, i.e., the signal average of the image of a resting period, and the signal average of the image at the time of stimulus impression. At this time, it is for every pixel from an experimental value and experiment conditions. t A value can be calculated. It is expressed with "a-one number". t It asked from distribution and an experiment. t Risk of the above-mentioned assumption being rejected is so large that the gap with a value is large. Threshold for rejecting the above-mentioned assumption t0 It is given with level of significance alpha and a degree of freedom (second+nr -2). t0 t Since it will be said that the pixel with a large value has a statistical significant difference in the signal average of the image at a resting period and the time of stimulus impression, such a pixel is extracted as an activation part. [0006] In a statistical method which was described above, in order to extract an activation part with high degree of accuracy, many [as much as possible] things of the image number of sheets at a resting period and the time of stimulus impression are desirable. In fMRI actually performed, the image of about ten numbers per time is measured in many cases.

[0007]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] fMRI the related example of a report — now — PET (Positron Emission Tomography) etc. — there is much what [re-experiment-/ a thing] of the example of measurement by other modality, and the image number of sheets which in such a case is measured as the Prior art described is about dozens of sheets. However, MRI Since it has high time resolution and spatial resolving power by non-invasion, possibility of being used for the higher-brain-function elucidation of storage, study, etc., a diagnosis of encephalopathy, etc. in the future is high, and the image number of sheets which measurement takes is expected to be what increases sharply. For example, when investigating the cerebral function under sleep, 1 time of measurement time amount reaches also in several hours, and it is expected that image number of sheets becomes hundreds of sheets at least. Or although observation of the signal transduction within a brain will to some extent be attained if the image measurement in every dozens of ms will be attained in the future, also in measurement of such super-high time resolution, it is thought that image number of sheets becomes hundreds of sheets. In such a case, the problem that it is huge and the amount of data cannot be saved arises. The purpose of this invention is fMRI which measures a lot of images. It is in setting and saving cerebral function data efficiently.

[0008]

[Means for Solving the Problem] In the MRI equipment which acquires the signal of MRI time series image data from analyte, and performs image reconstruction processing of this data in order to solve the above-mentioned technical problem Have a living body phenomenon measurement means to measure a living body phenomenon, and it has a judgment approach means to judge the living body phenomenon data measured by this living body phenomenon measurement means. Living body phenomenon data are measured with said living body phenomenon measurement means with measurement of MRI time series image data. The description of living body phenomenon data is judged with said judgment approach means, and the MRI equipment characterized by whether for it to be based on this judgment, and to save or

delete the above-mentioned MRI time series image data and the thing for which it opts is offered.

[0009] the MRI equipment which judges automatically the data storage/deletion of this invention — fMRI measurement — simultaneously — or modality, such as an electroencephalogram, electrocardio, a myo electric signal, eye movement, blood pressure, and temperature, is used in the intervals of measurement, and cerebral function data without the need of carrying out the monitor of the living body phenomenon of the subject, and saving it are determined. For example, when investigating the cerebral function under sleep etc., it is also considered that measurement time amount becomes in 1 hours or more, and if all image data is saved, the amount of data will become huge. However, many image data without the need of saving, such as data before hypnagogic, also exists in fact. As a means to determine the significance of such image data, the monitor of the sleep state etc. can be carried out by using the above-mentioned modality. For example, it is known by the phase of sleep that patterns, such as an electroencephalogram and eye movement, will change. By referring to such living body phenomenon data, the image amount of data to save is reducible.

[0010]

[The gestalt of the actual condition of invention] Hereafter, the gestalt of operation of this invention is explained based on a drawing.

[0011] Drawing 1 is the block diagram showing an example of the test equipment for carrying out this invention. In drawing, the coil with which 1 generates a static magnetic field, the coil with which 2 generates an inclination magnetic field, and 3 are subjects of examination, and this subject of examination is arranged in a coil 1 and 2. A sequencer 4 impresses an instruction to the inclination magnetic field power source 5 and the RF transmitter 6, and impresses delivery, an inclination magnetic field, and a RF pulse to a subject of examination 3. A RF pulse is impressed to a subject of examination 3 by the RF transmitter 9 through the RF modulator 7 and the high-frequency amplifier 8. MR signal generated from the subject of examination is received by the receiver 10, it is sent to CPU14 through amplifier 11, a phase detector 12, and A-D converter 13, and signal processing is performed here. A signal and a Measuring condition can also be stored in a storage 15 if needed. Moreover, the display of a signal or a Measuring condition can also be performed on a display 17. By 16 being a living body phenomenon metering device, and carrying out the monitor of the living body phenomena to be examined, such as an electroencephalograph, an electrocardiograph, monitoring respiration, an electromyograph, an eyeball monitor, a sphygmomanometer, and a thermometer, between measurement during measurement of an MRI image, this living body phenomenon data is sent to a sequencer 4 and CPU14, and it can also save at a storage 15 if needed, and is **. It can also display on a display 17.

[0012] The above-mentioned MR signal is sent to CPU14, and performs signal processing, such as image reconstruction. Moreover, since top Norio object phenomenon data are sent to the above CPU 14, when investigating the cerebral function under sleep etc., for example, based on the above-mentioned living body phenomenon data, image data without the need of saving, such as data before hypnagogic, can be determined on the above CPU 14, and reduction processing of the preservation amount of data can be performed. Moreover, if an image without the need of saving by the above-mentioned processing beforehand is determined and it will be made not to perform reconstruction processing about the above-mentioned image, signal-processing time amount can be shortened.

[0013] The decision of the data saved and deleted is made by inputting the conditions of preservation for example, before measurement or after measurement into CPU14. For example, in measuring the cerebral function under sleep, the data from several minutes before the 1st step of sleep are saved, and its earlier data is inputted into CPU14 before measuring the conditions of deleting, and after identifying automatically [sleep] the 1st step a recovery term based on the criteria mentioned later, it deletes the data which do not have the need on CPU14. Or after performing automatic distinction of a sleep phase, the data which do not have the need on CPU14 are deleted by specifying the range of a sleep phase displaying a sleep phase on a display 17, for example, saving with a mouse etc.

[0014] When investigating the relation of a consciousness level and the activity within a brain, it is

necessary to carry out the monitor of the consciousness level from the time of recovery of the subject to sleep, measuring a time series image by MRI. In such a case, the monitor approach which is a simple substance about an electroencephalogram, eye movement, etc., or combined two or more modality is effective.

[0015] In order to distinguish the condition of sleep, the international criteria of the sleep phase created by REHHISHAFEN and car loess (Rechtschaffen and Kales) are used with current [sufficient] in 1968 involving "sleep and its failure as stated to a medical culture, a page 16 – 25 (1994)."

[0016] According to the above-mentioned criteria, the phase of sleep is divided into a total of five steps of the non-REM sleep from the 1st step to the 4th step, and REM sleep, and an electroencephalogram, eye movement, and an electromyogram change according to the phase of sleep, as shown below.

[0017] (1) Recovery term electroencephalogram : an alpha wave (8–13Hz) is the time amount appearance of 50% or more of the judgment section. The beta rhythm (14–30Hz) of low amplitude mixes.

[0018] eye movement: — the appearance time of the stage electroencephalogram:alpha wave which the wink and a small early eye began to carry out high motion electromyogram:(2) 1st step:UTOUTO — 50% or less of the judgment section The beta rhythm of low amplitude, a theta wave (4–7Hz), and the delta wave (0.5–3Hz) appear irregularly. In the second half, a sharp wave may appear in the high amplitude called a parietal region sharp wave or a hump to a core and parietal region dominance.

[0019] Eye movement: Shake greatly like a pendulum right and left slowly.

[0020] Electromyogram: Fall a little from a recovery term.

[0021] (3) 2nd step: — stage electroencephalogram: from which the stable sleep begins — comparatively — low amplitude. Various frequencies of a beta rhythm, an alpha wave, a theta wave, and the delta wave appear irregularly. A slow wave 2Hz or less and a K complex appear at least in the spindle wave with which a 10–15Hz wave is connected more than for 0.5 seconds, and a core in the high amplitude of 2 affinities at dominance.

[0022] Eye movement: Almost stand it still.

[0023] Electromyogram: It is lower than the 1st step.

[0024] (4) 3–4th step: — stage electroencephalogram [of deep sleep]: — the time of the times of the appearance time of the delta wave of the high amplitude (75 microvolts or more) called a sleep slow wave being 20 – 50% of the judgment section being the 3rd step and 50% or more — the 4th step.

[0025] Eye movement: Quiescence.

[0026] Electromyogram: Low.

[0027] (5) REM sleep electroencephalogram : the electroencephalogram of various frequencies appears in low amplitude. An alpha wave is more conspicuous from the 1st step. The electroencephalogram pattern called a sawtooth current may be seen.

[0028] Eye movement: Rapid eye movement appears.

[0029] Electromyogram: Hardly appear.

[0030] The example in the case of performing fMRI measurement is described carrying out the monitor of the electroencephalogram etc.

[0031] When time amount until the subject carries out hypnagogic after experiment initiation is long, there is no need of saving all MRI images in the meantime, and it should save only a neighboring MRI image as cerebral function data at the time of hypnagogic [with a high significance]. As shown in drawing 2 , the MRI image from immediately after experiment initiation to just before hypnagogic can reduce data conservative quantity by not saving as what has a low significance, or culling out and saving, as shown in drawing 3 if needed. In drawing 2 and drawing 3 , the slash section shows the time domain which carries out MRI image preservation.

[0032] Neighboring time amount can be presumed from change of electroencephalogram data which were described above at the time of hypnagogic. The remarkable change in the shift to the 1st step of wakefulness to non-REM sleep is change of the incidence of an alpha wave. Then, MRI The Fourier transform of the electroencephalogram data measured to coincidence is carried

out to measurement, and when the appearance time of a 8–13Hz component exceeds 50% of the judgment section, it is regarded as wakefulness. The example of a judgment of the incidence of an alpha wave is explained using drawing 4 and drawing 5. Drawing 4 is the conceptual diagram of an incidence judging of an alpha wave, and drawing 5 is an example of an algorithm. On the international criteria of the above-mentioned sleep phase, the judgment section for 20 seconds – 1 minute is prepared, and it asks for the incidence in the meantime. This judgment section is divided at the small section of N individual, as shown in drawing 4. Next, the Fourier transform of the electroencephalogram data is carried out for every above-mentioned smallness section, and it asks for the power density P of a 8–13Hz component. When the above-mentioned power density P exceeds the predetermined threshold T_p , it is regarded as that in which the alpha wave has appeared in the above-mentioned smallness section, and 1 is added to the variable which shows the number of the small sections when the alpha wave has appeared, and CNT. This actuation is performed to the small section of N individual, and it is $CNT >$. If it is a threshold T_{cnt} , if the appearance time of an alpha wave is over 50%, it will be judged on CPU, and it will be considered that the above-mentioned judgment section is wakefulness. A threshold T_{cnt} is an integer beyond $N / 2$. For example, it is a threshold T_{cnt} if $N = 10$. What is necessary is to just be referred to as 5. The MRI time series image data within the judgment section judged that is wakefulness on CPU is deleted, or processes the image data measured within the judgment section of wakefulness based on the conditions of culling out and saving, and stops the conservative quantity of image data.

[0033] Moreover, it is not necessary to also necessarily save all the MRI images of each sleep phase other than the time of recovery. Only the MRI image before and behind change of a sleep phase may be important like the time of hypnagogic. In such a case, as shown in drawing 6, MRI images other than before and after [of a sleep phase] change can reduce the conservative quantity of data by not saving, or culling out and saving, as shown in drawing 7. In drawing 6 R> 6 and drawing 7, the slash section shows the time domain where an MRI image is saved.

[0034] Change of each sleep phase can be presumed from change of electroencephalogram data which were described above. The remarkable change in the shift to the 2nd step is the appearance of a spindle wave or a K complex from the 1st step. Moreover, although eye movement is observed in the 1st step, it is almost stood still in the 2nd step. The level of an electromyogram also falls. When the maximum amplitude of eye movement falls to 200 microvolts or less when the spindle wave and the K complex have appeared in this case or, it is considered that the time of the level of an electromyogram being 50 microvolts etc. is the 2nd step. Or you may consider that the time of all the above conditions or two or more being filled is the 2nd step. However, since the wave-like base line of eye movement is changed in the 2nd step and the above-mentioned conditions may not be satisfied, change of the frequency of fluctuation of an eye movement wave may be put into criteria, for example.

[0035] The example of a judgment of a spindle wave appearance is explained using drawing 8 and drawing 9. Drawing 8 is the conceptual diagram of an appearance judging of a spindle wave, and drawing 9 is an example of an algorithm. As described above, the description of a spindle wave is that a 10–15Hz wave appears continuously 0.5s or more. As shown in drawing 8, the judgment section for 20 seconds – 1 minute is divided at the small section of N individual. The die length of the one small section is made into 0.1 seconds. Next, the Fourier transform of the electroencephalogram data is carried out for every above-mentioned smallness section, and it asks for the power density P of a 10–15Hz component. As opposed to the judgment section when similarly the appearance time of a 8–13 above-mentionedHz component exceeds 50% of the judgment section the power density P_r of a 10–15Hz component — asking — the ratio of the above-mentioned power density, when P/P_r exceeds the predetermined threshold T_p It is regarded as that in which the 10–15Hz wave has appeared in the above-mentioned smallness section, and 1 is added to the variable which shows the number of the small sections when the 10–15Hz wave has appeared, and CNT. When the above-mentioned power density P is below the threshold T_p (for example, referred to as 3), CNT is reset as 0. This actuation is performed to the small section of N individual, and it is $CNT >$. If it is a threshold T_{cnt} (for example, referred to as 5), it will be judged with that in which the 10–15Hz wave has appeared continuously 0.5s or more,

and it is regarded as that in which the spindle wave has appeared in the above-mentioned judgment section. A threshold T_{cnt} will be set to 5 if the die length of the above-mentioned smallness section is 0.1 seconds.

[0036] Therefore, about the judgment section judged in this way, on CPU, the MRI image data within the judgment sections other than before and after [of for example a sleep phase] change is not saved, or processes the MRI time-series image data measured within each judged judgment section by the conditions that the MRI image data within the judgment sections other than before and after [of a sleep phase] change culled out and saved, and controls data conservative quantity. Conditions are set as arbitration if needed.

[0037] The example of a judgment of a K complex appearance is explained using drawing 10 and drawing 11. Drawing 10 is the conceptual diagram of an appearance judging of a K complex, and drawing 11 is an example of an algorithm. The description of a K complex is being a wave 2Hz or less in the high amplitude of core dominance and 2 affinity. Then, when measuring electroencephalogram data, the data of head parts other than the core of a head and a core are measured. Each electroencephalogram data is divided into the judgment section for 20 seconds – 1 minute, and the Fourier transform of the electroencephalogram data is carried out for every above-mentioned judgment section. By the core and the other part, when [of the component of 0 – 2 Hz of the same section] it asks for the power density P_c and P_o , respectively and the ratios P_c/P_o of the above-mentioned power density exceed a threshold T_r (for example, referred to as 2), it is regarded as that in which the K complex has appeared in the above-mentioned section. moreover — since it is one of the descriptions of a K complex that a spindle wave occurs continuously — the ratio of the above-mentioned power density — in the next judgment section of the judgment section when P_c/P_o exceeds a threshold, you may add that the spindle wave has appeared to the conditions of a K complex appearance.

[0038] The remarkable change in the shift to the 3rd step is the appearance of a sleep slow wave from the 2nd step. Moreover, in the 4th step, the incidence of a sleep slow wave increases further. In this case, it is considered for the time of the appearance time of a sleep slow wave being 20 – 50% of the judgment section that the time of the 3rd step and 50% or more is the 4th step.

[0039] Moreover, even in this case, on CPU, the MRI image data within the judgment sections other than before and after [of for example a sleep phase] change is not saved, or processes the MRI time series image data measured within each judged judgment section by the conditions that the MRI image data within the judgment sections other than before and after [of a sleep phase] change culled out and saved, and controls data conservative quantity.

[0040] The example of a judgment of a sleep slow wave appearance is explained using drawing 12 and drawing 13. Drawing 12 is the conceptual diagram of an appearance judging of a sleep slow wave, and drawing 13 is an example of an algorithm. A sleep slow wave is delta wave below 2 Hz in the high amplitude (75 microvolts or more). It is drawing 12 about this judgment section. It divides at the small section of N individual so that it may be shown. Next, the Fourier transform of the electroencephalogram data is carried out for every above-mentioned smallness section, and the inverse Fourier transform only of the component of 0 – 2 Hz is carried out. When the amplitude of the electroencephalogram data which carried out [above-mentioned] the inverse Fourier transform is 75 microvolts or more, it is regarded as that in which the sleep slow wave has appeared in the above-mentioned smallness section, and 1 is added to the variable which shows the number of the small sections when the sleep slow wave has appeared, and CNT . This actuation is performed to the small section of N individual, it is judged with the appearance time of a sleep slow wave being over 50%, if it is $CNT / N > 0.5$, and it is considered that the number of the above-mentioned judgment sections is the 4th. 0.2 If it is $< CNT / N \leq 0.5$, it will be judged with the appearance time of a sleep slow wave being 20 – 50%, and it will be considered that the number of the above-mentioned judgment sections is the 3rd.

[0041] The most remarkable description in REM sleep is the appearance of rapid eye movement. eye movement — the 2– since it hardly appears in the 4th step, when the maximum amplitude of this eye movement is 200 microvolts or more, it is regarded as REM sleep. however, the 2– since the base line of an eye movement wave may be changed slowly and a big shake like [in the 1st

step] a pendulum is observed, even the 4th-step sleep may put the change of a differential wave of an eye movement wave into criteria, in order to distinguish from such a motion.

[0042] Moreover, the living body phenomenon of changing with change of a sleep phase is not limited to the above-mentioned example, and changing a sweat rate, a heart rate, a respiration rate, blood pressure, etc. in accordance with a sleep period is known. For example, a sweat rate has more non-REM sleep than REM sleep, and sweating remarkable in the stage of the non-REM sleep of the 1st sleep period is seen especially.

[0043] The applicability of the cerebral function data store method by this invention is not restricted to the cerebral function measurement under sleep which has been described above. For example, when measuring the cerebral function when imagining moving a finger, it is required to check that the muscles to which a finger is actually moved are not moving. The electromyogram is suitable for such a purpose. The conservative quantity of data is reducible by carrying out the monitor of the motion of muscles by change of an electromyogram wave, and not saving an MRI image, as the period when muscles have moved is shown in drawing 14 . In drawing 14 , the slash section shows the time domain which carries out MRI image preservation.

[0044] Based on such a judgment result, on CPU, data processing is performed and reduction of conservative quantity is realized. As a result of 1 cycle of the sleeping hours under measurement of MRI data considering as 90 minutes and judging in this as the above-mentioned concrete example, the rate which each sleep phase defines presupposes that they are recovery:1-3%, step [1st] : several % or less, step [2nd] : 40 - 50%, the 3rd, step [4th] : 20 - 30%, and rem phase:20-25%. The data for 50 minutes of the first recovery phase are not saved, and if the data for 100 next minutes are set up as it saves, they will lead to reduction of ***** 33%, noting that all measurement time amount takes 60 minutes by hypnagogic as 150 minutes. Moreover, if the rate which the 3rd, the 4th, and REM sleep will define if it sets up so that only the data in the 3rd, the 4th, and REM sleep may be saved among 90 minutes of sleeping hours considers as 55%, it will lead to reduction of the data of about 67% of conservative quantity.

[0045]

[Effect of the Invention] according to the MRI equipment using the cerebral function data store method of this invention — fMRI measurement — simultaneously — or since the cerebral function data which use modality other than MRI, such as an electroencephalogram, electrocardio, a myo electric signal, eye movement, blood pressure, and temperature, in the intervals of measurement, carry out the monitor of the living body phenomenon of the subject, and do not have the need of saving are determined, the preservation amount of data is reducible.

[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-56810

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月2日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 9 0

G 0 1 R 33/28

G 0 1 N 24/02

Y

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平9-230528

(22) 出願日 平成9年(1997) 8月27日

(71) 出願人 590002404

技術研究組合医療福祉機器研究所

東京都港区芝公園3丁目5番8号

(72) 発明者 小野寺 由香里

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 塚田 啓二

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 清水 博道

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

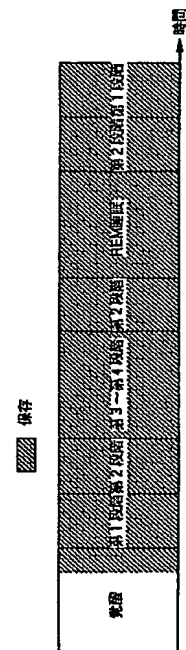
(74) 代理人 弁理士 鶴沼 辰之

(54) 【発明の名称】 M R I 装置

(57) 【要約】

【課題】 大量の画像を計測するfMRIにおいて、脳機能データを効率良く保存する。

【解決手段】 fMRIの計測と同時にあるいは計測の合間に脳波、心電、筋電、眼球運動、血圧、体温などを用いて被検者の生体現象データをモニタし、保存する必要の無い脳機能データを決定する。図2の例に示すように、実験開始直後から入眠直前までの期間を上記生体現象データから決定し、上記期間のMRI画像は重要度が低いものとして保存しない。大量の脳機能画像の中で保存する必要のある画像が脳波や眼球運動などの生体現象データから決定され、脳機能データの保存データ量を削減することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体から MR I 時系列画像データの信号を得てこのデータの像再構成処理を行う MR I 装置において、生体現象を測定する生体現象測定手段を有し、該生体現象測定手段により測定された生体現象データを判定する判定方法手段を有し、MR I 時系列画像データの計測と共に前記生体現象測定手段により生体現象データを計測し、前記判定方法手段により生体現象データの特徴を判定し、この判定に基づいて上記 MR I 時系列画像データを保存又は削除するか決定することを特徴とする MR I 装置。

【請求項 2】 前記生体現象手段は、被検体の脳波、心電図、眼球運動、筋電図、発汗量、心拍数、呼吸数、血圧、及び体温の少なくとも一つの生体現象データを、前記 MR I 時系列画像データの計測と同時に前記 MR I 時系列画像データの計測の合間に計測することを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 装置。

【請求項 3】 前記判定方法手段は、前記判定方法手段に入力された判定条件によって、前記生体現象データに基づいて自動的に保存する必要のない前記 MR I 時系列画像データを決定し、この MR I 時系列画像データについては像再構成処理を行わないようにすることを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 装置。

【請求項 4】 前記判定方法手段は、前記生体現象手段が被検体から測定した脳波データを 20 秒～1 分の判定区間に分割し、それぞれ該判定区間を複数の小区間に分割し、該小区間毎に上記脳波データをフーリエ変換し、8～13 Hz の成分のパワーデンシティを求め、上記パワーデンシティが所定の閾値を超える場合による小区間の数を求め、この小区間の数と前記判定区間が分割された小区間の全体数との割合の値が 50% 以上であるか判定し、この判定に基づいて前記判定区間に計測された該 MR I 時系列画像データを保存又は削除するか決定することを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 装置。

【請求項 5】 前記判定方法手段は、前記生体現象手段が測定した脳波データを 20 秒～1 分の判定区間に分割し、該判定区間を複数の小区間に分割し、該小区間毎に上記脳波データをフーリエ変換し、10～15 Hz の成分の第 1 パワーデンシティを求め、請求項 4 に記載の判定において、上記割合が 50% 以上であると判定された区間のうち、20 秒～1 分の判定区間について、10～15 Hz の成分の第 2 パワーデンシティを求め、第 1 パワーデンシティ割る第 2 パワーデンシティの値が第 1 所定の閾値を超える場合の小区間の数を求め、この数が第 2 所定の閾値を超えるか判定し、この判定に基づいて前記判定区間に計測された該 MR I 時系列画像データを保存又は削除するか決定することを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 装置。

【請求項 6】 前記判定方法手段は、前記生体現象手段が測定した頭部の中心部からの脳波データと頭部の中心

部以外の部位からの脳波データをそれぞれ 20 秒～1 分の判定区間に分割し、それぞれ上記判定区間の脳波データをフーリエ変換し、中心部によるフーリエ変換後の脳波データの 0～2 Hz の成分において第 1 パワーデンシティを求め、中心部以外の部位のによるフーリエ変換後の脳波データの 0～2 Hz の成分において第 2 パワーデンシティを求め、第 1 パワーデンシティ割る第 2 パワーデンシティの値が所定の閾値を超えるか判定し、この判定に基づいて前記判定区間に計測された該 MR I 時系列画像データを保存又は削除するか決定することを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 装置。

【請求項 7】 前記判定方法手段は、前記生体現象手段が測定した該脳波データを 20 秒～1 分の判定区間に分割し、それぞれ該判定区間を複数の小区間に分割し、該小区間毎に前記脳波データをフーリエ変換し、0～2 Hz の成分のみ逆フーリエ変換し、上記逆フーリエ変換した脳波データの振幅が 75 μ V 以上である場合の小区間の数を求め、この数を前記判定区間にある小区間の全体数で割る値が 0.2 から 0.5 であるか判定し、この判定結果に基づいて前記判定区間に計測された該 MR I 時系列画像データを保存又は削除するか決定することを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 装置。

【請求項 8】 前記判定方法手段は、前記生体現象手段が測定した該脳波データを 20 秒～1 分の判定区間に分割し、それぞれ該判定区間を複数の小区間に分割し、該小区間毎に上記脳波データをフーリエ変換し、0～2 Hz の成分のみ逆フーリエ変換し、上記逆フーリエ変換した脳波データの振幅が 75 μ V 以上である場合の小区間の数を求め、この数を前記判定区間にある小区間の全体数で割る値が 0.5 を超える値であるか判定し、この判定結果に基づいて前記判定区間の間に計測された該 MR I 時系列画像データを保存又は削除するか決定することを特徴とする請求項 1 に記載の MR I 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、核磁気共鳴イメージング装置、すなわち、MR I 装置に関し、特に、生体現象を測定する生体現象測定手段を有し、該生体現象測定手段により測定された生体現象データを判定する判定方法手段を有し、前記生体現象測定手段により、MR I 時系列画像データの計測と共に生体現象データを計測し、計測前に前記判定方法手段に入力された判定条件に基づいて、上記 MR I 時系列画像データを保存又は削除し、データの保存量を全体的に削減させることができる MR I 装置に関する。

【0002】

【従来の技術】MR I（核磁気共鳴イメージング装置）は、静磁場中に置かれた核スピンの核磁気共鳴の共鳴条件を満たす高周波磁場を吸収することを利用して、物質の断層像などを得る装置である。最近、このような MR

1 画像を用いた脳機能計測 (functional MRI : 以下 fMRI と記述する) を行うことが可能になりつつあり、特定の刺激に反応する脳の活性化領域を画像化する研究が行われている。参考文献として、プロシーディング・オブ・ナショナル・アカデミー・オブ・サイエンス・USA、89、(1992) (Proc. Natl. Acad. Sci. USA 89 (1992)) などが挙げられる。検査対象に視覚刺激などを与えると、刺激に関連する領域のMR信号が増加する。この信号変化のメカニズムは、血液中のヘモグロビン(Hb)の磁気的性質に依存している。反磁性である酸素化Hbは磁気的に無視できるが、脱酸素化Hbは常磁性であるため、周辺の静磁場の均一性を乱し、MR信号を減少させる性質がある。検査対象に特定の刺激を与えると、刺激に関連する領域において酸素代謝量が数%程度増加し、これを補うために酸素化Hbを多く含んだ動脈血が数十%程度増加する。このような血流量の過剰な増大によって、活性化領域の脱酸素化Hbの比率が低下し、*

$$t = \frac{(m_s(n) - m_r(n)) - (\mu_s(n) - \mu_r(n))}{\sqrt{(s_s(n) + s_r(n)) / (n_s + n_r - 2)} \sqrt{1/n_s + 1/n_r}}$$

【0005】ここで、 n_s は刺激印加時の画像枚数、 n_r は安静時の画像枚数、 $m_s(n)$ は刺激印加時の信号平均値、 $m_r(n)$ は安静時の信号平均値、 $\mu_s(n)$ は刺激印加時の母平均、 $\mu_r(n)$ は安静時の母平均、 $s_s(n)$ は刺激印加時の信号偏差平方和、 $s_r(n)$ は安静時の信号偏差平方和、 $n = n_s + n_r$ である。 $\mu_s(n) - \mu_r(n) = 0$ 、すなわち安静時の画像の信号平均値と刺激印加時の画像の信号平均値に差がないものと仮定する。この時、実験値および実験条件からピクセル毎に t 値を求めることができる。「数1」で表される t 分布と実験から求めた t 値とのずれが大きいほど、上記の仮定が棄却される危険が大きい。上記仮定を棄却するための閾値 t_0 は危険率 α と自由度 $(n_s + n_r - 2)$ によって与えられる。 t_0 よりも t 値の大きいピクセルは、安静時と刺激印加時の画像の信号平均値に統計的な有意差があるということになるから、このようなピクセルを活性化部位として抽出する。

【0006】上記に述べたような統計的手法において、活性化部位を高精度で抽出するためには、安静時および刺激印加時の画像枚数はできるだけ多いことが望ましい。実際に行われているfMRIでは、1回につき数十枚程度の画像を計測することが多い。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】fMRI に関する報告例は、現在のところPET (Positron Emission Tomography) などの他のモダリティによる計測例の再実験的なものが多く、このような場合には従来の技術で述べたよ

* その結果MR信号が増加する。従って、安静状態と刺激印加状態における信号強度を比較することにより、活性化部位を抽出することができる。しかし、このようなMR信号の増加は原画像の数%程度であるため、活性化領域の抽出を行う場合には、 t 検定と呼ばれる統計的手法がよく用いられる。一般的に用いられている t 検定の一例を説明する。

【0003】ここで述べるのは、分散の等しい2つの母集団の平均値の差を推定する検定法であるが、この場合はノイズレベルの等しい(すなわち分散の等しい)安静時の画像と刺激印加時の画像の信号平均値の差に関する検定を行う。このような2つの母集団が存在するとき、「数1」で表される t は、自由度 $(n_s + n_r - 2)$ の t 分布に従う。

【0004】

【数1】

(1)

うに計測する画像枚数は数十枚程度である。しかし、MRIは無侵襲で高い時間分解能と空間分解能を有することから、将来は記憶や学習などの高次脳機能解明や脳疾患の診断などに用いられる可能性が高く、計測に要する画像枚数は大幅に増加するものと見込まれる。例えば、睡眠中の脳機能を調べるような場合には、1回の計測時間が数時間にも及び、画像枚数は少なくとも数百枚になることが予想される。あるいは将来、数十ms毎の画像計測が可能になると、脳内の情報伝達がある程度観察可能になるが、このような超高時間分解能の計測においても、画像枚数は数百枚になると思われる。このような場合、データ量が膨大で保存しきれないという問題が生じる。本発明の目的は、大量の画像を計測するfMRIにおいて、脳機能データを効率良く保存することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、被検体からMRI時系列画像データの信号を得てこのデータの像再構成処理を行うMRI装置において、生体現象を測定する生体現象測定手段を有し、該生体現象測定手段により測定された生体現象データを判定する判定方法手段を有し、MRI時系列画像データの計測と共に前記生体現象測定手段により生体現象データを計測し、前記判定方法手段により生体現象データの特徴を判定し、この判定に基づいて上記MRI時系列画像データを保存又は削除するか決定することを特徴とするMRI

装置を提供する。

【0009】本発明のデータ保存／削除を自動的に判定するMRI装置では、fMRIの計測と同時にあるいは計測の合間に脳波、心電、筋電、眼球運動、血圧、体温などのモダリティを用いて被検者の生体現象をモニタし、保存する必要の無い脳機能データを決定する。たとえば睡眠中の脳機能等を調べる場合、計測時間が1時間以上になることも考えられ、すべての画像データを保存するとデータ量は膨大になる。しかし、実際には入眠前のデータなど、保存する必要の無い画像データも数多く存在する。このような画像データの重要度を決定する手段として、上記モダリティを用いることにより、睡眠状態などをモニタすることができる。たとえば睡眠の段階によって、脳波や眼球運動などのパターンが変化することが知られている。このような生体現象データを参照することにより、保存する画像データ量を削減することができる。

【0010】

【発明の実態の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基つて説明する。

【0011】図1は本発明を実施するための検査装置の一例を示す構成図である。図において、1は静磁場を発生するコイル、2は傾斜磁場を発生するコイル、3は検査対象であり、この検査対象はコイル1および2内に配置される。シーケンサ4は傾斜磁場電源5、高周波発信器6に命令を送り、傾斜磁場および高周波パルスを検査対象3に印加する。高周波パルスは、高周波変調器7、高周波増幅器8を経て高周波送信器9により、検査対象3に印加される。検査対象から発生したMR信号は受信器10によって受波され、増幅器11、位相検波器12、AD変換器13を通してCPU14に送られ、ここで信号処理が行われる。必要に応じて、記憶媒体15に信号や測定条件を記憶させることもできる。また、表示装置17上に信号や測定条件の表示を行うこともできる。16は生体現象計測装置であり、MRI画像の計測中あるいは計測の間に、脳波計、心電計、呼吸モニタ、筋電計、眼球モニタ、血圧計、体温計などの検査対象の生体現象をモニタし、この生体現象データはシーケンサ4、CPU14に送られ、必要に応じて記憶媒体15に保存することもでき、表示装置17上に表示することもできる。

【0012】上記MR信号はCPU14に送られ、像再構成などの信号処理を行う。また、上記CPU14には上記生体現象データが送られるので、例えば睡眠中の脳機能等を調べる場合には、上記生体現象データに基づき、入眠前のデータなど保存する必要のない画像データを上記CPU14上で決定し、保存データ量の削減処理を行うことができる。また、あらかじめ上記の処理により保存する必要のない画像を決定すれば、上記画像については再構成処理を行わないようにすれば、信号処理時間を短縮することができる。

【0013】保存および削除するデータの決定は、たとえば計測前あるいは計測後に保存の条件をCPU14に入力することによって行う。例えば、睡眠中の脳機能を計測する場合には、睡眠第1段階の数分前からのデータを保存し、それ以前のデータは削除するなどの条件を計測前にCPU14に入力しておき、後述する判定条件に基づいて覚醒期と睡眠の第1段階を自動的に識別した後、CPU14上で必要の無いデータを削除する。あるいは、睡眠段階の自動判別を行った後、睡眠段階を表示装置17上に表示し、例えば保存したい睡眠段階の範囲をマウス等で指定することにより、CPU14上で必要の無いデータを削除する。

【0014】意識水準と脳内活性度との関連を調べる場合、MRIで時系列画像を計測しながら、被検者の覚醒時から睡眠までの意識水準をモニタする必要がある。このような場合、脳波や眼球運動などを単体で、あるいは複数モダリティを組み合わせたモニタ方法が有効である。

【0015】睡眠の状態を判別するためには、「睡眠とその障害をめぐって、メディカルカルチュア、頁16～25(1994)」に述べられているように、1968年にレヒシャフェン及びカーレス(Rechtschaffen and Kales)らによって作成された睡眠段階の国際的基準が現在よく用いられている。

【0016】上記基準によると、睡眠の段階は第1段階から第4段階までのノンレム睡眠と、レム睡眠の合計5段階に分けられ、脳波や眼球運動、筋電図は以下に示すように睡眠の段階に応じて変化する。

【0017】(1) 覚醒期

脳波：α波(8～13Hz)が判定区間の50%以上の時間出現。低振幅のβ波(14～30Hz)が混入。

【0018】眼球運動：瞬目、小さく早い目の動き
筋電図：高い

(2) 第1段階：ウトウトし始めた時期

脳波：α波の出現時間が判定区間の50%以下。低振幅のβ波、θ波(4～7Hz)、δ波(0.5～3Hz)が不規則に出現。後半には、中心部、頭頂部優位に頭頂部鋭波あるいは瘤波と呼ばれる高振幅で鋭い波が出現することがある。

【0019】眼球運動：ゆっくりと左右に振り子のように大きく揺れる。

【0020】筋電図：覚醒期よりやや低下。

【0021】(3) 第2段階：安定した睡眠が始まる時期

脳波：比較的低振幅。β波、α波、θ波、δ波の様々な周波数が不規則に出現。10～15Hzの波が0.5秒間以上連なる紡錘波や、中心部位に2相性の高振幅で2Hz以下の遅い波、K複合波が優位に出現。

【0022】眼球運動：ほとんど静止。

【0023】筋電図：第1段階より低い。

【0024】(4)第3・4段階：深い睡眠の時期
脳波：睡眠徐波と呼ばれる高振幅(75 μ V以上)の δ 波の出現時間が判定区間の20～50%の時間が第3段階、50%以上の時間が第4段階。

【0025】眼球運動：静止。

【0026】筋電図：低レベル。

【0027】(5)レム睡眠

脳波：低振幅で様々な周波数の脳波が出現。第1段階よりも α 波がより目立つ。鋸波状波と呼ばれる脳波パターンが見られることがある。

【0028】眼球運動：急速眼球運動が出現。

【0029】筋電図：ほとんど出現しない。

【0030】脳波などをモニタしながらfMRI計測を行う場合の実施例を述べる。

【0031】実験開始後に被検者が入眠するまでの時間が長い場合、この間のMRI画像をすべて保存する必要は無く、重要度の高い入眠時付近のMRI画像のみ脳機能データとして保存すれば良い。図2に示すように、実験開始直後から入眠直前までのMRI画像は重要度が低いものとして保存しないか、あるいは必要に応じて図3

に示すように間引きして保存することによりデータ保存量を削減することができる。図2および図3において、斜線部はMRI画像保存する時間領域を示している。

【0032】入眠時付近の時間は上記したような脳波データなどの変化から推定できる。覚醒状態からノンレム睡眠の第1段階への移行における顕著な変化は、 α 波の出現率の変化である。そこで、MRI計測と同時に計測した脳波データをフーリエ変換し、8～13Hzの成分の出現時間が判定区間の50%を超える場合は覚醒状態とみなす。 α 波の出現率の判定例を図4、図5を用いて説明する。図4は α 波の出現率判定の概念図、図5はアルゴリズム例である。上記睡眠段階の国際的基準では、20秒～1分の判定区間を設け、その間の出現率を求める。この判定区間を図4に示すようにN個の小区間に分割する。次に、上記小区間毎に脳波データをフーリエ変換し、8～13Hzの成分のパワーデンシティPを求める。上記パワーデンシティPが所定の閾値Tpを超える場合、上記小区間において α 波が出現しているものとみなし、 α 波が出現している小区間の数を示す変数、CNTに1が加算される。この操作をN個の小区間に対して行い、CNT > 閾値Tcntであれば、 α 波の出現時間が50%を超えているとCPU上で判定され、上記判定区間は覚醒状態であるとみなす。閾値TcntはN/2以上の整数である。たとえばN=10とすると、閾値Tcntは5とすればよい。CPU上で、覚醒状態であると判定された判定区間内のMRI時系列画像データは、削除する、又は、間引きして保存するというような条件に基づいて、覚醒状態の判定区間内に計測された画像データを処理し、画像データの保存量を抑えるようにする。

【0033】また、覚醒時以外の各睡眠段階のMRI画

像もすべて保存しておく必要があるとは限らない。入眠時と同様に、睡眠段階の変化前後のMRI画像のみが重要な場合もあり得る。このような場合には、図6に示すように睡眠段階の変化前後以外のMRI画像は保存しないか、あるいは図7に示すように間引きして保存することにより、データの保存量を削減することができる。図6および図7において、斜線部はMRI画像を保存する時間領域を示している。

【0034】各睡眠段階の変化は上記したような脳波データなどの変化から推定できる。第1段階から第2段階への移行における顕著な変化は、紡錘波やK複合波の出現である。また、第1段階では眼球運動が観測されるが、第2段階ではほとんど静止する。筋電図のレベルも低下する。この場合例えば紡錘波やK複合波が出現している場合、あるいは眼球運動の最大振幅が200 μ V以下に低下した時、あるいは筋電図のレベルが50 μ Vの時などを第2段階とみなす。または、以上の条件のすべてが、あるいは2つ以上が満たされる時を第2段階とみなしても良い。ただし、第2段階で眼球運動の波形のベースラインが変動し、上記条件を満足しない場合もあり得るので、たとえば眼球運動波形の変動の周波数の変化を判定条件に入れても良い。

【0035】紡錘波出現の判定例を図8、図9を用いて説明する。図8は紡錘波の出現判定の概念図、図9はアルゴリズム例である。上記したように、紡錘波の特徴は10～15Hzの波が0.5s以上連続して出現することである。図8に示すように、20秒～1分の判定区間をN個の小区間に分割する。一つの小区間の長さは例えば0.1秒とする。次に、上記小区間毎に脳波データをフーリエ変換し、10～15Hzの成分のパワーデンシティPを求める。同様に、上記8～13Hzの成分の出現時間が判定区間の50%を超える判定区間に対し、10～15Hzの成分のパワーデンシティPrを求め、上記パワーデンシティの比P/Prが所定の閾値Tpを超える場合、上記小区間において10～15Hzの波が出現しているものとみなし、10～15Hzの波が出現している小区間の数を示す変数、CNTに1が加算される。上記パワーデンシティPが閾値Tp(例えば3とする)以下である場合、CNTを0としてリセットする。この操作をN個の小区間に対して行い、CNT > 閾値Tcnt(例えば5とする)であれば10～15Hzの波が0.5s以上連続して出現しているものと判定され、上記判定区間において紡錘波が出現しているものとみなす。上記小区間の長さが0.1秒であれば、閾値Tcntはたとえば5とする。

【0036】従って、このように判定された判定区間について、CPU上で、例えば、睡眠段階の変化前後以外の判定区間内のMRI画像データは保存しない、又は睡眠段階の変化前後以外の判定区間内のMRI画像データは間引きして保存するというような条件によって、判定された各判定区間内に計測されたMRI時系列画像データを処理し、データ保存量を抑制する。条件は、任意に

必要に応じて設定する。

【0037】K複合波出現の判定例を図10、図11を用いて説明する。図10はK複合波の出現判定の概念図、図11はアルゴリズム例である。K複合波の特徴は中心部優位、2相性の高振幅で2Hz以下の波であるということである。そこで、脳波データを計測する場合に頭部の中心部と中心部以外の頭部部位のデータを計測する。それぞれの脳波データを20秒～1分の判定区間に分け、上記判定区間毎に脳波データをフーリエ変換する。中心部とそれ以外の部位で、同一区間の0～2 Hzの成分のそれぞれパワーデンシティPcおよびPoを求め、上記パワーデンシティの比Pc/Poが閾値Tr（例えば2とする）を超える場合、上記区間においてK複合波が出現しているものとみなす。また、続いて紡錘波が発生することがK複合波の特徴のひとつであるから、上記パワーデンシティの比Pc/Poが閾値を超える判定区間の次の判定区間において、紡錘波が出現していることをK複合波出現の条件に加えても良い。

【0038】第2段階から第3段階への移行における顕著な変化は、睡眠徐波の出現である。また第4段階では睡眠徐波の出現率がさらに増える。この場合、睡眠徐波の出現時間が判定区間の20～50%の時を第3段階、50%以上の時を第4段階とみなす。

【0039】また、この場合でも、CPU上で、例えば、睡眠段階の変化前後以外の判定区間内のMRI画像データは保存しない、又は睡眠段階の変化前後以外の判定区間内のMRI画像データは間引きして保存するというような条件によって、判定された各判定区間に計測されたMRI時系列画像データを処理し、データ保存量を抑制する。

【0040】睡眠徐波出現の判定例を図12、図13を用いて説明する。図12は睡眠徐波の出現判定の概念図、図13はアルゴリズム例である。睡眠徐波とは高振幅（75μV以上）で2 Hz以下のδ波のことである。この判定区間を図12に示すようにN個の小区間に分割する。次に、上記小区間毎に脳波データをフーリエ変換し、0～2 Hzの成分のみ逆フーリエ変換する。上記逆フーリエ変換した脳波データの振幅が75μV以上である場合、上記小区間において睡眠徐波が出現しているものとみなし、睡眠徐波が出現している小区間の数を示す変数、CNTに1が加算される。この操作をN個の小区間に対して行い、CNT/N > 0.5であれば、睡眠徐波の出現時間が50%を超えていると判定され、上記判定区間は第4段階であるとみなす。0.2 < CNT/N ≤ 0.5であれば、睡眠徐波の出現時間が20～50%であると判定され、上記判定区間は第3段階であるとみなす。

【0041】レム睡眠における最も顕著な特徴は急速な眼球運動の出現である。眼球運動は第2～第4段階ではほとんど現れないので、この眼球運動の最大振幅がたとえば200μV以上の時レム睡眠とみなす。ただし、第

2～第4段階の睡眠でも眼球運動波形のベースラインがゆっくりと変動することがあり、また第1段階では振り子のような大きな揺れが観測されるので、このような動きと区別するために眼球運動波形の微分波形の変化を判定条件に入れても良い。

【0042】また、睡眠段階の変化に伴って変化する生体現象は、上記実施例に限定されるものではなく、発汗量や心拍数、呼吸数、血圧なども睡眠周期に一致して変動することが知られている。たとえば発汗量は、レム睡眠よりもノンレム睡眠の方が多く、特に第1睡眠周期のノンレム睡眠の時期に顕著な発汗が見られる。

【0043】本発明による脳機能データ保存方法の適用範囲は、以上述べてきたような睡眠中の脳機能計測に限られるものではない。例えば、手指を動かすことを想像したときの脳機能を計測する場合、実際に手指を動かす筋肉が動いていないことを確認することが必要である。このような目的には、筋電図が適している。筋電図波形の変化により筋肉の動きをモニタし、筋肉が動いてしまった期間については図14に示すようにMRI画像を保存しないことにより、データの保存量を削減することができる。図14において、斜線部はMRI画像保存する時間領域を示している。

【0044】このような判定結果に基づいて、また、CPU上で、データ処理を行い、保存量の削減を実現する。上記の具体的な例として、MRIデータの測定中の睡眠時間の1サイクルが90分とし、この中で判定した結果、各睡眠段階が定める割合は、覚醒：1～3%、第1段階：数%以下、第2段階：40～50%、第3、第4段階：20～30%、及びレム段階：20～25%であるとする。全計測時間が150分として、入眠までに60分かかるとして、最初の覚醒段階の50分のデータは保存しなく、後の100分のデータは保存するというように設定すると、33%は保存量の削減につながる。また、睡眠時間の90分のうち、第3、第4、レム睡眠中のデータのみ保存するように設定すると、第3、第4、及びレム睡眠が定める割合が55%とすると、約67%の保存量のデータの削減につながる。

【0045】

【発明の効果】本発明の脳機能データ保存方法を用いるMRI装置によれば、fMRIの計測と同時にあるいは計測の合間に脳波、心電、筋電、眼球運動、血圧、体温などMRI以外のモダリティを用いて被検者の生体現象をモニタし、保存する必要の無い脳機能データを決定するので、保存データ量を削減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を実施するための検査装置の構成図である。

【図2】本発明による脳機能データ保存の実施例である。

【図3】本発明による脳機能データ保存の他の実施例で

ある。

【図 4】本発明による α 波の出現率判定の実施例概念図である。

【図 5】本発明による α 波の出現率判定アルゴリズム例である。

【図 6】本発明による脳機能データ保存の他の実施例である。

【図 7】本発明による脳機能データ保存の他の実施例である。

【図 8】本発明による紡錘波出現の判定の実施例概念図 10 である。

【図 9】本発明による紡錘波出現の判定アルゴリズム例である。

【図 10】本発明による K 複合波出現の判定の実施例概念図である。

【図 11】本発明による K 複合波出現の判定アルゴリズム例である。

【図 12】本発明による睡眠徐波出現の判定の実施例概念図である。

【図 13】本発明による睡眠徐波出現の判定アルゴリズム例である。 20

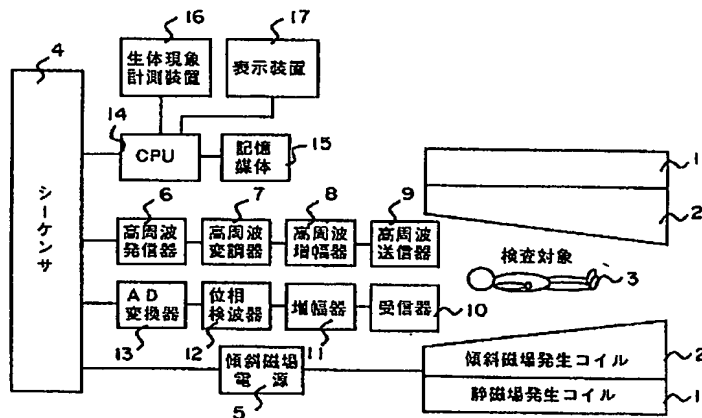
*

*【図 14】本発明による脳機能データ保存の他の実施例である。

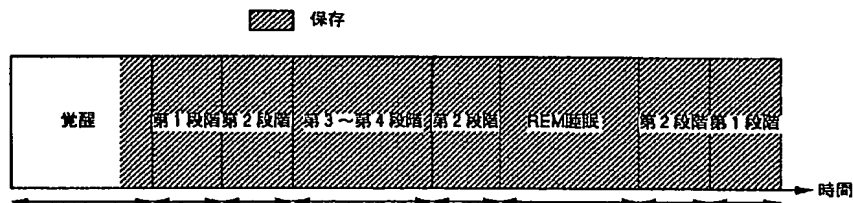
【符号の説明】

- 1 静磁場を発生するコイル
- 2 傾斜磁場を発生するコイル
- 3 検査対象
- 4 シーケンサ
- 5 傾斜磁場電源
- 6 高周波発信器
- 7 高周波変調器
- 8 高周波増幅器
- 9 高周波送信器
- 10 受信器
- 11 増幅器
- 12 位相検波器
- 13 A/D変換器
- 14 CPU
- 15 記憶媒体
- 16 生体現象計測装置
- 17 表示装置

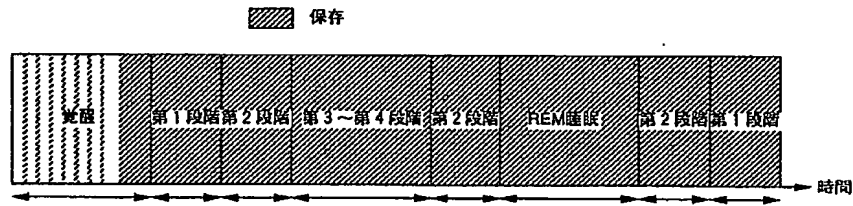
【図 1】



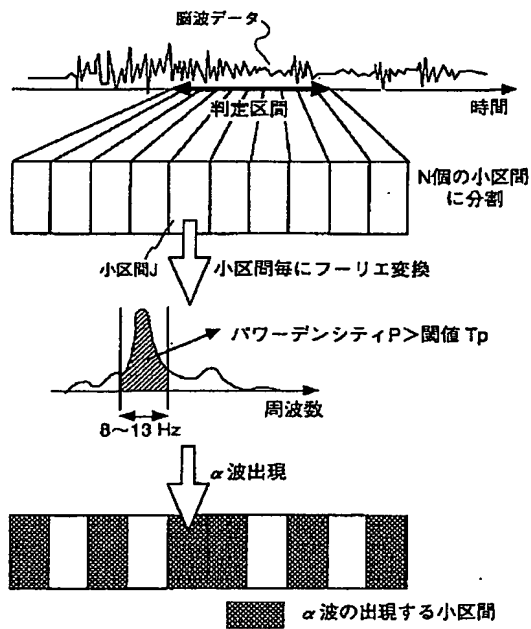
【図 2】



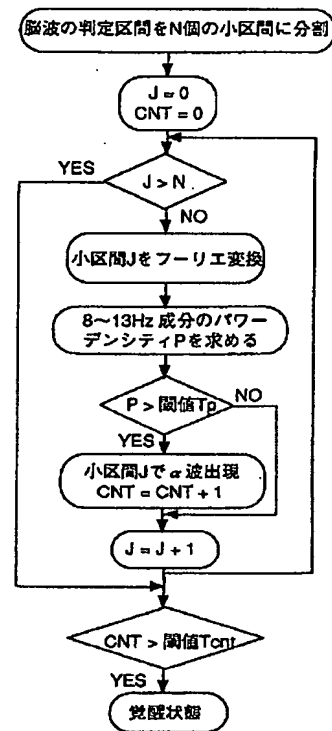
【図3】



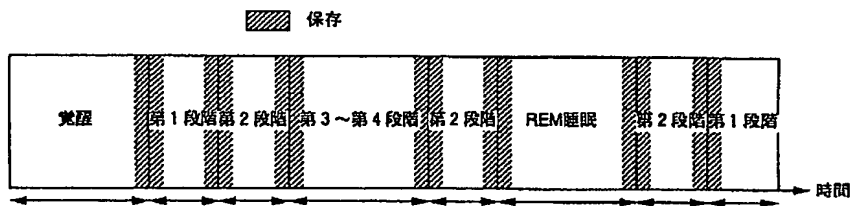
【図4】



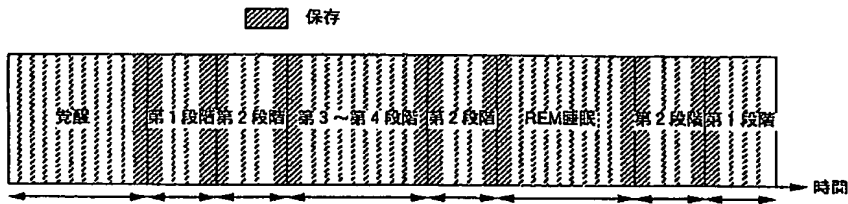
【図5】



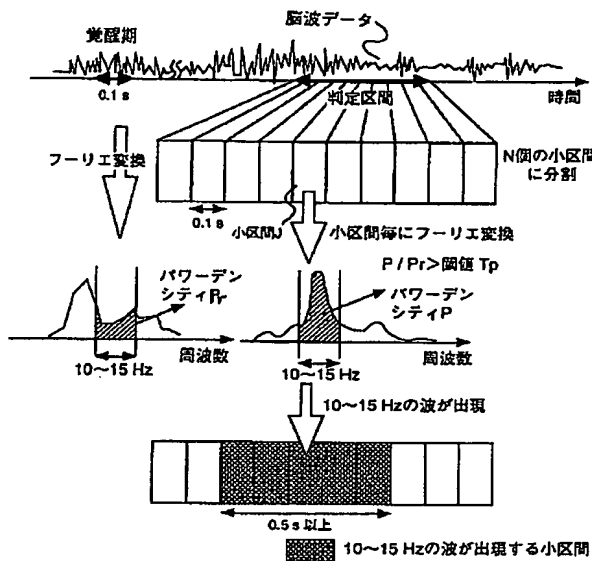
【図6】



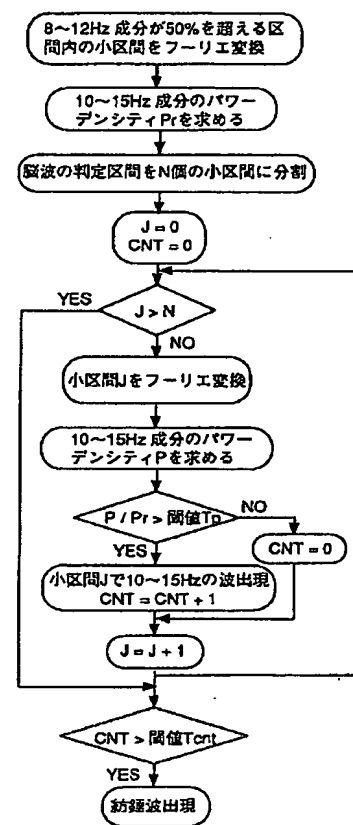
【図7】



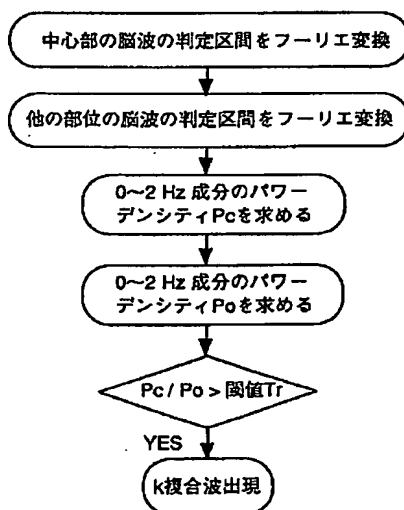
【図8】



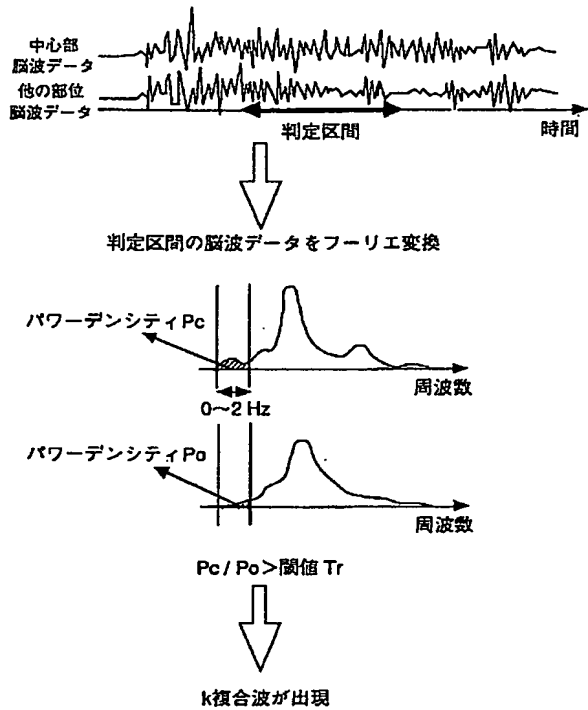
【図9】



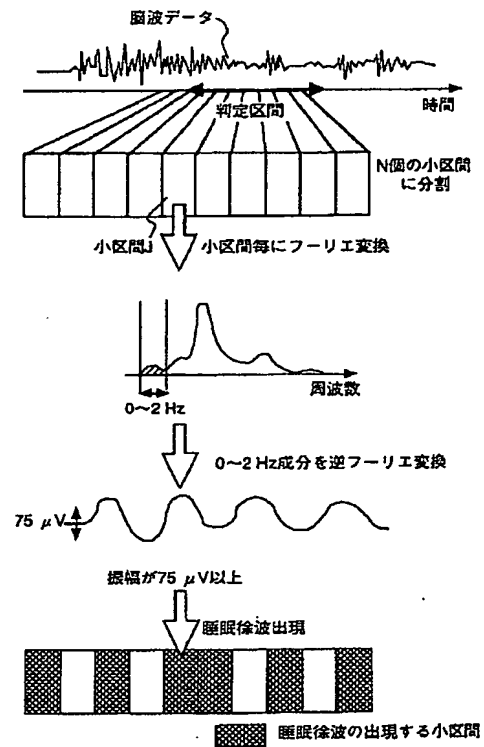
【図11】



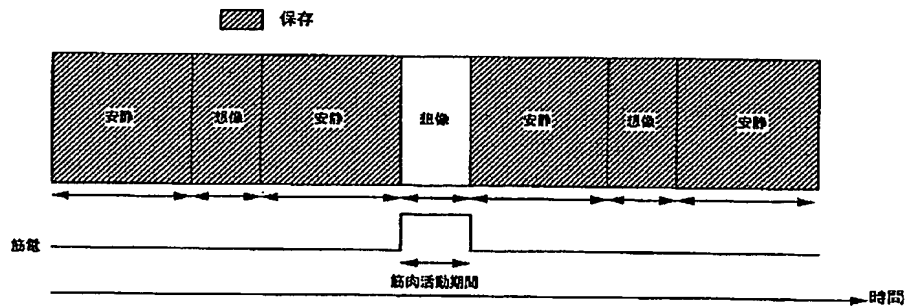
【図10】



【図12】



【図14】



【図 13】

